

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-44044

(P2020-44044A)

(43) 公開日 令和2年3月26日(2020.3.26)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2018-174193 (P2018-174193)  
 (22) 出願日 平成30年9月18日 (2018.9.18)

(71) 出願人 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 110002147  
 特許業務法人酒井国際特許事務所  
 (72) 発明者 市川 純一  
 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 FE02 JB11 JB13  
 JB49 JB51 JC05 JC06 JC11  
 JC16 JC23 JC37 KK02 KK31

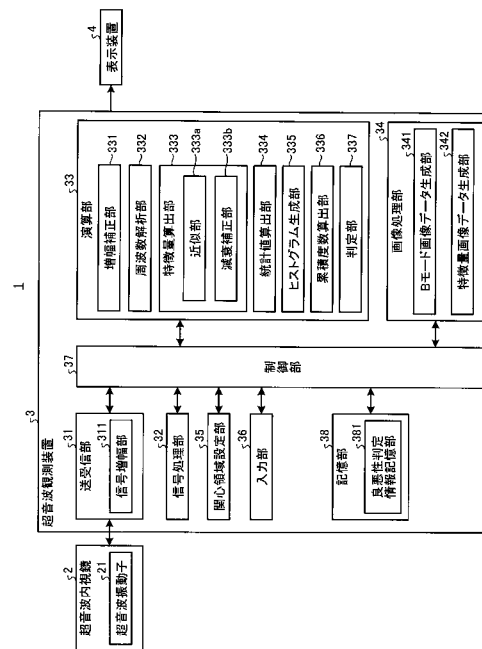
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

【課題】 辺縁から悪性化する組織の良悪性を適切に判定することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供すること。

【解決手段】 本発明にかかる超音波観測装置は、超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定部と、超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出部と、関心領域内の特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成部と、ヒストグラムにおいて、予め設定されている第1の閾値以下の特徴量の出現頻度に基づいて累積度数を算出する累積度数算出部と、累積度数と、予め設定されている第2の閾値とに基づいて、観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定部と、を備える。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記関心領域内の前記特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成部と、

前記ヒストグラムにおいて、予め設定されている第 1 の閾値以下の特徴量の出現頻度に基づいて累積度数を算出する累積度数算出部と、

前記累積度数と、予め設定されている第 2 の閾値とに基づいて、前記観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定部と、

を備えることを特徴とする超音波観測装置。

## 【請求項 2】

前記関心領域内の前記特徴量に基づいて統計値を算出する統計値算出部、

をさらに備え、

前記判定部は、前記統計値と、予め設定されている第 3 の閾値とに基づいて、前記観測対象の良悪性を判定し、悪性の疑いがあると判定した場合に、前記累積度数と前記第 2 の閾値とに基づいて前記観測対象の良悪性を判定する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

## 【請求項 3】

前記統計値は、前記特徴量の平均値、中央値、4 分位値、分散、標準偏差、尖度および歪度のうちの少なくとも一つである

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

## 【請求項 4】

前記判定部よる判定結果を表示装置に表示させる制御部、

をさらに備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

## 【請求項 5】

前記制御部は、前記判定部により悪性の疑いがあると判定された前記統計値または前記累積度数のみを判定結果として前記表示装置に表示させる

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

## 【請求項 6】

前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部、

をさらに備え、

前記特徴量算出部は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づいて前記特徴量を算出する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

## 【請求項 7】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、

関心領域設定部が、前記超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

ヒストグラム生成部が、前記関心領域内の前記特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成ステップと、

累積度数算出部が、前記ヒストグラムにおいて、予め設定されている第 1 の閾値以下の

10

20

30

40

50

特徴量の出現頻度に基づいて累積度を算出する累積度数算出ステップと、

判定部が、前記累積度数と、予め設定されている第2の閾値とに基づいて、前記観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項8】

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

関心領域設定部が、前記超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定手順と、

特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出手順と、

ヒストグラム生成部が、前記関心領域内の前記特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成手順と、

累積度数算出部が、前記ヒストグラムにおいて、予め設定されている第1の閾値以下の特徴量の出現頻度に基づいて累積度を算出する累積度数算出手順と、

判定部が、前記累積度数と、予め設定されている第2の閾値とに基づいて、前記観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定手順と、

を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得する。

【0003】

超音波を適用した体内の生体組織などの診断には、挿入部の先端に超音波振動子が設けられた超音波内視鏡が用いられる。医師などの術者は、挿入部を体内に挿入後、手元の操作部を操作する。この操作により、超音波振動子が超音波エコーを取得し、該超音波エコーに基づく情報（超音波画像）が生成される。術者は、モニタに表示される超音波画像をもとに診断を行う。

【0004】

上述したような超音波内視鏡を用いて超音波画像をモニタに表示する超音波診断システムでは、生体組織の良悪性を判断するために、エコー信号をもとに解析処理を行って、解析結果をモニタに表示している（例えば、特許文献1を参照）。特許文献1では、エコー信号の強度値または生体組織の弾性率についてヒストグラムを生成し、このヒストグラムを数値解析している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第2674004号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、生体組織の癌浸潤は、組織の辺縁から進行する。特許文献1が開示する技術

10

20

30

40

50

では、上述したように癌が辺縁から浸潤することについては考慮されていなかった。このため、組織の辺縁に癌浸潤が進行している組織があっても、その組織の良悪性を適切に判定することができなかつたり、見過ごされたりする場合があった。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、辺縁から悪性化する組織の良悪性を適切に判定することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定部と、前記超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出部と、前記関心領域内の前記特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成部と、前記ヒストグラムにおいて、予め設定されている第1の閾値以下の特徴量の出現頻度に基づいて累積度数を算出する累積度数算出部と、前記累積度数と、予め設定されている第2の閾値とに基づいて、前記観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定部と、を備えることを特徴とする。

10

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記関心領域内の前記特徴量に基づいて統計値を算出する統計値算出部、をさらに備え、前記判定部は、前記統計値と、予め設定されている第3の閾値とに基づいて、前記観測対象の良悪性を判定し、悪性の疑いがあると判定した場合に、前記累積度数と前記第2の閾値とに基づいて前記観測対象の良悪性を判定することを特徴とする。

20

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記統計値は、前記特徴量の平均値、中央値、4分位値、分散、標準偏差、尖度および歪度のうちの少なくとも一つであることを特徴とする。

【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記判定部による判定結果を表示装置に表示させる制御部、をさらに備えることを特徴とする。

30

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記制御部は、前記判定部により悪性の疑いがあると判定された前記統計値または前記累積度数のみを判定結果として前記表示装置に表示させることを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部、をさらに備え、前記特徴量算出部は、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づいて前記特徴量を算出することを特徴とする。

40

【0014】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、関心領域設定部が、前記超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出ステップと、ヒストグラム生成部が、前記関心領域内の前記特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成ステップと、累積度数算出部が、前記ヒストグラムにおいて、予め設定されている第1の閾値以下の特徴量の出現

50

頻度に基づいて累積度数を算出する累積度数算出ステップと、判定部が、前記累積度数と、予め設定されている第2の閾値とに基づいて、前記観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定ステップと、を含むことを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、関心領域設定部が、前記超音波画像に対し、環状の外縁部、および環状の内縁部により囲まれる環状の関心領域を設定する関心領域設定手順と、特徴量算出部が、前記超音波信号に基づいて特徴量を算出する特徴量算出手順と、ヒストグラム生成部が、前記関心領域内の前記特徴量の出現頻度を示すヒストグラムを生成するヒストグラム生成手順と、累積度数算出部が、前記ヒストグラムにおいて、予め設定されている第1の閾値以下の特徴量の出現頻度に基づいて累積度数を算出する累積度数算出手順と、判定部が、前記累積度数と、予め設定されている第2の閾値とに基づいて、前記観測対象に悪性の疑いがあるか否かを判定する判定手順と、を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、辺縁から悪性化する組織の良悪性を適切に判定することができるという効果を奏する。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図3】図3は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図4】図4は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。

【図5】図5は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。

30

【図6】図6は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の減衰補正部が補正した補正特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図7】図7は、リンパ節における組織の良悪性の判定について説明する図である。

【図8】図8は、リンパ節における組織の良悪性の判定について説明する図である。

【図9】図9は、リンパ節における組織の良悪性の判定について説明する図である。

【図10】図10は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の関心領域設定部が設定する関心領域について説明する図である。

【図11】図11は、従来の関心領域設定におけるリンパ節における組織の良悪性の判定について説明する図である。

【図12】図12は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

40

【図13】図13は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の周波数解析部が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図14】図14は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の演算部が実行する良悪性判定処理の概要を示すフローチャートである。

【図15】図15は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測システムの表示装置が表示する画像の一例を示す図である。

【図16】図16は、本発明の一実施の形態の変形例1に係る超音波観測システムの表示装置が表示する画像の一例を示す図である。

【図17】図17は、本発明の一実施の形態の変形例2に係る超音波観測システムの表示

50

装置が表示する画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

【0019】

（実施の形態）

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置3を備えた超音波観測システム1の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム1は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡2（超音波プローブ）と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置3と、超音波観測装置3が生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。

【0020】

超音波内視鏡2は、その先端部に、超音波観測装置3から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子21を有する。超音波振動子21は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡2は、超音波振動子21をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子21として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0021】

超音波内視鏡2は、撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や呼吸器、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡2は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡2の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。なお、超音波内視鏡2に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。

【0022】

超音波観測装置3は、超音波内視鏡2と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子21へ送信するとともに、超音波振動子21から電気的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RFデータという）を生成、出力する送受信部31と、送受信部31から受信したRFデータをもとにデジタルのBモード用受信データを生成する信号処理部32と、送受信部31から受信したRFデータに対して所定の演算を施す演算部33と、各種画像データを生成する画像処理部34と、画像処理部34が生成した画像データに対して関心領域を設定する関心領域設定部35と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部36と、超音波観測システム1全体を制御する制御部37と、超音波観測装置3の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部38と、を備える。

【0023】

送受信部31は、エコー信号を増幅する信号増幅部311を有する。信号増幅部311は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅するSTC（Sensitivity Time Control）補正を行う。図2は、信号増幅部311が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図2に示す受信深度 $z$ は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図2に示すように、増幅率（dB）は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ より小さい場合、受信深度 $z$ の増加に伴って $0$ から $z_{th}$ （ $> 0$ ）へ

10

20

30

40

50

線型に増加する。また、増幅率は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ 以上である場合、一定値 $\gamma_{th}$ をとる。閾値 $z_{th}$ の値は、観測対象から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ より小さい場合、受信深度 $z$ の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図2に示す関係は、予め記憶部38に記憶されている。

【0024】

送受信部31は、信号増幅部311によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D変換することによって時間ドメインのRFデータを生成し、信号処理部32および演算部33へ出力する。なお、超音波内視鏡2が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子21を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部31は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

10

【0025】

送受信部31が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子21におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。また、信号増幅部311におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子21による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これらにより、後述する周波数スペクトルの近似処理を実行する際、精度のよい近似を行うことが可能となる。

【0026】

送受信部31は、制御部37が出力する各種制御信号を超音波内視鏡2に対して送信するとともに、超音波内視鏡2から識別用のIDを含む各種情報を受信して制御部37へ送信する機能も有する。

20

【0027】

信号処理部32は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルのBモード用受信データを生成する。対数変換では、RFデータを基準電圧 $V_0$ で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部32は、生成したBモード用受信データを、画像処理部34へ出力する。信号処理部32は、CPU(Central Processing Unit)等の汎用プロセッサやASIC(Application Specific Integrated Circuit)等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。

30

【0028】

演算部33は、送受信部31が生成したRFデータに対して受信深度 $z$ によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部331と、増幅補正を行ったRFデータに高速フーリエ変換(FFT:Fast Fourier Transform)を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部332と、周波数解析部332により算出された周波数スペクトルをもとに、該周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部333と、特徴量算出部333が算出した特徴量をもとにヒストグラムを生成するヒストグラム生成部335と、ヒストグラム生成部335が生成したヒストグラムを用いて、所定の特徴量の頻度を示す累積度数を算出する累積度数算出部336と、累積度数算出部336が算出した累積度数をもとに、組織の良悪性を判定する判定部337と、を有する。

40

【0029】

図3は、増幅補正部331が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図3に示すように、増幅補正部331が行う増幅補正処理における増幅率(dB)は、受信深度 $z$ がゼロのとき最大値 $\gamma_{th-0}$ をとり、受信深度 $z$ がゼロから閾値 $z_{th}$ に達するまで線型に減少し、受信深度 $z$ が閾値 $z_{th}$ 以上のときゼロである。このように定められる増幅率によって増幅補正部331がRFデータを増幅補正することにより、信号処理部32におけるSTC補正の影響を相殺し、一定の増幅率 $\gamma_{th}$ の信号を出力することができる。なお、増幅補正部331が行う受信深度 $z$ と増幅率 $\gamma$ の関係は、信号

50

処理部 3 2 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

【 0 0 3 0 】

このような増幅補正を行う理由を説明する。S T C 補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する場合、かつ、一様な組織を走査した場合には、S T C 補正を行うことによって深度によらず輝度値が一定になる。すなわち、B モード画像の輝度値から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。

【 0 0 3 1 】

一方、本実施の形態のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、S T C 補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが（後述する式（1）を参照）、S T C 補正の増幅率は距離だけに応じて変化し、周波数依存性がないためである。

【 0 0 3 2 】

上述した問題、すなわち、超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、S T C 補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、B モード画像を生成する際に S T C 補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、B モード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、S T C 補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。

【 0 0 3 3 】

そこで、本実施の形態では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、B モード画像用に S T C 補正を施した信号に対して S T C 補正の影響を排除するために、増幅補正部 3 3 1 によって増幅率の補正を行う。

【 0 0 3 4 】

周波数解析部 3 3 2 は、増幅補正部 3 3 1 が増幅補正した各音線の R F データ（ラインデータ）を所定の時間間隔でサンプリングし、サンプルデータを生成する。周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群に F F T 処理を施すことにより、R F データ上の複数の箇所（データ位置）における周波数スペクトルを算出する。ここでいう「周波数スペクトル」とは、サンプルデータ群に F F T 処理を施すことによって得られた「ある受信深度  $z$  における強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。

【 0 0 3 5 】

一般に、周波数スペクトルは、観測対象が生体組織である場合、超音波が走査された生体組織の性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「生体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍（癌）、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

【 0 0 3 6 】

図 4 は、超音波信号の 1 つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線  $S R_k$  において、白または黒の長方形は、1 つのサンプル点におけるデータを意味している。また、音線  $S R_k$  において、右側に位置するデータほど、超音波振動子 2 1 から音線  $S R_k$  に沿って計った場合の深い箇所からのサンプルデータである（図 4 の矢印を参照）。音線  $S R_k$  は、送受信部 3 1 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z）に対応した時間間隔で離散化されている。図 4 では、番号  $k$  の音線  $S R_k$  の 8 番目のデータ位置を受信深度  $z$  の方向の初期値  $Z^{(k)}_0$  として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部 3 3 2 による算出

10

20

30

40

50

結果は複素数で得られ、記憶部 3 8 に格納される。

【 0 0 3 7 】

図 4 に示すデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) は、FFT 処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、FFT 処理を行うためには、サンプルデータ群が 2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、サンプルデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K - 1$ ) はデータ数が 16 ( $= 2^4$ ) で正常なデータ群である一方、サンプルデータ群  $F_K$  は、データ数が 12 であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対して FFT 処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプルデータ群を生成する処理を行う。この点については、周波数解析部 3 3 2 の処理を説明する際に詳述する (図 1 2 を参照)。

10

【 0 0 3 8 】

図 5 は、周波数解析部 3 3 2 により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。図 5 では、横軸が周波数  $f$  である。また、図 5 では、縦軸が、強度  $I_0$  を基準強度  $I_c$  (定数) で除した量の常用対数 (デシベル表現)  $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$  である。図 5 に示す回帰直線  $L_{10}$  については後述する。なお、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【 0 0 3 9 】

図 5 に示す周波数スペクトル  $C_1$  において、以後の演算に使用する周波数帯域の下限周波数  $f_L$  および上限周波数  $f_H$  は、超音波振動子 2 1 の周波数帯域、送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータである。以下、図 5 において、下限周波数  $f_L$  および上限周波数  $f_H$  によって定まる周波数帯域を「周波数帯域  $F$ 」という。

20

【 0 0 4 0 】

特徴量算出部 3 3 3 は、周波数解析部 3 3 2 が算出した複数の周波数スペクトルについて、各周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する。特徴量算出部 3 3 3 は、周波数スペクトルを直線で近似することによって減衰補正処理を行う前の周波数スペクトルの特徴量 (以下、補正前特徴量という) を算出する近似部 3 3 3 a と、近似部 3 3 3 a が算出した補正前特徴量に対して減衰補正を行うことによって特徴量を算出する減衰補正部 3 3 3 b と、を有する。

【 0 0 4 1 】

近似部 3 3 3 a は、所定周波数帯域における周波数スペクトルの回帰分析を行って周波数スペクトルを一次式 (回帰直線) で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を算出する。例えば、図 5 に示す周波数スペクトル  $C_1$  の場合、近似部 3 3 3 a は、周波数帯域  $F$  で回帰分析を行い周波数スペクトル  $C_1$  を一次式で近似することによって回帰直線  $L_{10}$  を得る。換言すると、近似部 3 3 3 a は、回帰直線  $L_{10}$  の傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、および周波数帯域  $F$  の中心周波数  $f_M = (f_L + f_H) / 2$  の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット (Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_M + b_0$  を補正前特徴量として算出する。

30

【 0 0 4 2 】

3 つの補正前特徴量のうち、傾き  $a_0$  は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいかほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片  $b_0$  は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度 (濃度) 等と相関を有している。具体的には、切片  $b_0$  は、散乱体が大きいかほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいかほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大きいかほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィット  $c_0$  は、傾き  $a_0$  と切片  $b_0$  から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィット  $c_0$  は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度に加えて、B モード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、特徴量算出部 3 3 3 は、回帰分析によって二次以上の多項式で周波数スペクトルを近似するようにしてもよい。

40

50

【0043】

減衰補正部333bが行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量A(f, z)は、超音波が受信深度0と受信深度zとの間を往復する間に生じる減衰であり、往復する前後の強度変化(デシベル表現での差)として定義される。減衰量A(f, z)は、一般的な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、以下の式(1)で表現される。

$$A(f, z) = 2 \alpha z f \dots (1)$$

ここで、比例定数αは減衰率と呼ばれる量である。また、zは超音波の受信深度であり、fは周波数である。減衰率αの具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位に応じて定まる。減衰率αの単位は、例えばdB/cm/MHzである。なお、本実施の形態において、減衰率αの値を入力部36からの入力によって変更できる構成とすることも可能である。

10

【0044】

減衰補正部333bは、近似部333aが抽出した補正前特徴量(傾きa0、切片b0、ミッドバンドフィットc0)に対し、以下に示す式(2)~(4)にしたがって減衰補正を行うことにより、特徴量a、b、cを算出する。本実施の形態では、減衰補正部333bが減衰補正することにより、周波数特徴量である特徴量a、b、cが算出される。

$$a = a_0 + 2 \alpha z \dots (2)$$

$$b = b_0 \dots (3)$$

$$c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2 \alpha z f_M (= a f_M + b) \dots (4)$$

20

式(2)、(4)からも明らかのように、減衰補正部333bは、超音波の受信深度zが大きいほど、補正量が大きい補正を行う。また、式(3)によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数0(Hz)に対応する周波数成分であって減衰の影響を受けないためである。

【0045】

図6は、減衰補正部333bが算出した特徴量a、b、cをパラメータとして有する直線を示す図である。直線L1の式は、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 \alpha z) f + b_0 \dots (5)$$

で表される。この式(5)からも明らかのように、回帰直線L1は、減衰補正前の回帰直線L10と比較して、傾きが大きく(a > a0)、かつ切片が同じ(b = b0)である。

30

【0046】

統計値算出部334は、特徴量算出部333が算出した特徴量a、b、cのうち、組織の良悪性判定に用いる特徴量について、統計値を算出する。本実施の形態において、良悪性判定に用いる統計値として、統計値算出部334は、特徴量cの平均値を算出する。特徴量cの平均値とは、特徴量cの分布から算出される平均値である。統計値算出部334は、平均値のほか、特徴量の標準偏差や、特徴量の中央値、特徴量(分布)の尖度、特徴量(分布)の歪度を算出するようにしてもよい。良悪性判定に用いる統計値は、上述した平均値に代えて、標準偏差、中央値、4分位値、分散、標準偏差、尖度、歪度のうちのいずれかを用いてもよいし、複数組み合わせてもよい。

【0047】

40

ヒストグラム生成部335は、特徴量算出部333が各サンプル点において算出した特徴量a、b、cのうち、組織の良悪性判定に用いる特徴量について、特徴量と、相対頻度(相対的な出現頻度)である相対度数との関係を示すヒストグラムを生成する。相対度数は、関心領域内における、総画素数に対する同一の特徴量を有する画素数の割合(%)を示す。なお、ヒストグラム生成部335は、周波数特徴量に限らず、エコー信号の振幅から変換される輝度をもとに算出される特徴量のヒストグラムを生成してもよい。

【0048】

累積度数算出部336は、ヒストグラム生成部335が生成したヒストグラムに基づいて、設定されている特徴量の範囲における累積相対度数を算出する。ここで、累積相対度数は、正規化された累積度数である。累積度数算出部336は、例えば、閾値として設定

50

されている特徴量以下の特徴量の相対度数を累積することによって、累積相対度数を算出する。ここで、累積相対度数（％）は、後述する関心領域内における閾値以下の特徴量を有する画素数の、関心領域内の総画素数に対する割合である。

#### 【0049】

判定部337は、統計値算出部334が算出した平均値や、累積度数算出部336が算出した累積相対度数に基づいて、その特徴量を有する組織の良悪性を判定する。具体的に、判定部337は、平均値が閾値より大きければ、その組織は良性の疑いがある（以下、単に「良性疑い」ということもある）と判定し、平均値が閾値以下であれば、その組織は良性ではなく、良悪性の再判定が必要であると判定する。再判定する場合、判定部337は、累積相対度数が、予め設定されている閾値以下であるか否かを判断し、累積相対度数が閾値以下の場合、その組織は良性疑いであると判定する。これに対し、判定部337は、累積相対度数が閾値より大きいと判断した場合、その組織は悪性の疑いがある（以下、単に「悪性疑い」ということもある）と判定する。

10

#### 【0050】

ここで、リンパ節など、辺縁部から癌浸潤が進行する組織における良悪性の判定について、図7～9を参照して説明する。図7～図9は、リンパ節における組織の良悪性の判定について説明する図であって、組織の状態に応じたヒストグラムの一例を示す図である。具体的に、図7に示すヒストグラム $H_1$ は良性の組織のヒストグラムの一例であり、図8に示すヒストグラム $H_2$ は悪性の組織のヒストグラムの一例である。また、図9の(a)に示すヒストグラム $H_3$ は癌浸潤が開始した直後の組織のヒストグラムの一例であり、図9の(b)に示すヒストグラム $H_4$ は癌浸潤が進行した組織のヒストグラムの一例である。

20

#### 【0051】

まず、組織が良性である場合（図7参照）、特徴量の平均値は、組織が悪性である場合（図8参照）と比して、相対度数の平均値が、特徴量が高い側となる。良性の場合の特徴量の平均値と、悪性の場合の特徴量の平均値とをもとに閾値を設定することによって、組織の良悪性を判定するための特徴量の閾値を設定することができる。

#### 【0052】

一方、癌浸潤が開始した直後は、閾値よりも小さい側の特徴量における相対度数の和が、閾値以上の特徴量における相対度数の和より小さく、全体としての平均値も閾値より大きくなる（図9の(a)参照）。この場合、組織の一部が癌浸潤しているにも関わらず、この状態から癌浸潤が進行して、閾値を境界とする相対度数の和の関係が逆転するまで（図9の(b)参照）、組織が良性であると判定されてしまう。

30

#### 【0053】

画像処理部34は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像であるBモード画像データを生成するBモード画像データ生成部341と、減衰補正部333bが算出した特徴量を視覚情報と関連づけてBモード画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部342と、を有する。画像処理部34は、CPU等の汎用プロセッサやASIC等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。

40

#### 【0054】

Bモード画像データ生成部341は、信号処理部32から受信したBモード用受信データに対してゲイン処理、コントラスト処理、補正処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示装置4における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによってBモード画像データを生成する。Bモード画像は、色空間としてRGB表色系を採用した場合の変数であるR（赤）、G（緑）、B（青）の値を一致させたグレースケール画像である。

#### 【0055】

Bモード画像データ生成部341は、信号処理部32からのBモード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、Bモード用受信デ

50

ータ間の補間処理を施すことによってBモード用受信データ間の空隙を埋め、Bモード画像データを生成する。Bモード画像データ生成部341は、生成したBモード画像データを特徴量画像データ生成部342へ出力する。

【0056】

特徴量画像データ生成部342は、特徴量算出部333が算出した特徴量に関連する視覚情報を付与した特徴量画像データを生成するとともに、この特徴量画像データをBモード画像データにおける画像の各画素に対して重畳することによって重畳画像データを生成する。

【0057】

特徴量画像データ生成部342は、例えば図4に示す1つのサンプルデータ群 $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ )のデータ量に対応する画素領域に対し、そのサンプルデータ群 $F_j$ から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する視覚情報を割り当てる。特徴量画像データ生成部342は、例えば上述した傾き、切片、ミッドバンドフィットのいずれか一つに視覚情報としての色相を対応付けることによって特徴量画像を生成する。具体的に、特徴量画像データ生成部342は、特徴量 $a$ に視覚情報としての色相を対応付ける場合、予め設定された配色に基づいて視覚情報を割り当てる。特徴量に関連する視覚情報としては、色相のほか、例えば彩度、明度、輝度値、R(赤)、G(緑)、B(青)などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げることができる。

【0058】

関心領域設定部35は、入力部36が受け付けた入力に応じて関心領域を設定する。この関心領域は、組織の良悪性を判定するために設定される領域である。図10は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の関心領域設定部が設定する関心領域について説明する図である。具体的には、関心領域設定部35は、入力部36が受け付けた入力に応じて、外縁部 $G_0$ と、内縁部 $G_1$ とを設定する。関心領域設定部35は、設定された外縁部 $G_0$ および内縁部 $G_1$ によって囲まれる環状(ドーナツ型)の領域 $R_1$ を関心領域として設定する。例えば、図10に示すリンパ節300に対して関心領域(外縁部 $G_0$ および内縁部 $G_1$ )を設定する場合、少なくとも一つのリンパ小節301に内接する外縁部 $G_0$ と、少なくとも一つのリンパ小節301に外接し、かつ髄質302の少なくとも一部を取り囲む内縁部 $G_1$ とを設定する。これにより、外縁部 $G_0$ の内部全体を関心領域とする場合と比して、関心領域において、リンパ小節301を含むリンパ節300の外縁側の領域が占める割合を大きくし、辺縁部からの癌浸潤の判定精度を高くすることができる。なお、図10に示す領域は一例であり、リンパ小節を含む領域であれば、円をなす領域であってもよいし、矩形や角形をなす領域であってもよいし、外縁部 $G_0$ と内縁部 $G_1$ との中心位置が一致していてもよいし、外縁部 $G_0$ と内縁部 $G_1$ との中心位置が偏心していてもよい。また、入力部36を通じた領域設定のほか、画像処理によりリンパ小節301を検出し、自動で関心領域を設定するようにしてもよい。関心領域設定部35は、CPU等の汎用プロセッサやASIC等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。

【0059】

一般的に、リンパ節の場合は外縁部から浸潤が進むことが多い。そのため、組織の良悪性判断においては、外縁部と、外縁部近傍とを含む領域に関する情報が重要である。累積相対度数を用いて良悪性疑いの判断を行う場合は、累積相対度数という指標の特性上、重要な部分の情報が深い方が、浸潤に関して精度の高い情報が得られる。本実施の形態のように、リンパ小節を含む環状の関心領域を設定することは、高精度に良悪性疑いを判断するという観点で好ましい。

【0060】

図11は、従来に関心領域設定におけるリンパ節における組織の良悪性の判定について説明する図であって、組織の状態に応じたヒストグラムの一例を示す図である。図11は、例えば、図10に示す外縁部 $G_0$ の内部すべてを関心領域とした場合のヒストグラムを示している。具体的に、図11に示すヒストグラム $H_{10}$ は、癌浸潤が開始した直後の組織

10

20

30

40

50

のヒストグラムの一例である。図 1 1 に示すように、環状ではない、従来の関心領域の設定では、ヒストグラムがなだらかになってしまい、良悪性疑いの判定精度が低下してしまうおそれがある。

【 0 0 6 1 】

また、超音波画像においてリンパ節の内側に存在する髄質は画像内で輝度が高いため、超音波画像における髄質を容易に判別できる。そのため、環状の内周側の領域に髄質を容易に合わせることができ、ユーザによる操作性（使い易さ）を確保できる。

【 0 0 6 2 】

制御部 3 7 は、演算および制御機能を有する CPU 等の汎用プロセッサや ASIC 等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。制御部 3 7 は、記憶部 3 8 が記憶、格納する情報を記憶部 3 8 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 3 7 を信号処理部 3 2 および演算部 3 3 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

10

【 0 0 6 3 】

記憶部 3 8 は、減衰補正部 3 3 3 b が周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量や、画像処理部 3 4 が生成した画像データを記憶する。また、記憶部 3 8 は、統計値に対する閾値や、累積相対度数に対する閾値などの組織の良悪性判定に用いる閾値を記憶する良悪性判定情報記憶部 3 8 1 を有する。これら組織の良悪性判定に用いる閾値は、臨床的な統計に基づいて設定される。なお、入力部 3 6 を通じてユーザが入力した設定により閾値を変更することも可能である。ユーザは、例えば、判定する組織に応じて、閾値を変更することができる。

20

【 0 0 6 4 】

記憶部 3 8 は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報（図 2 に示す増幅率 と受信深度  $z$  との関係）、増幅補正処理に必要な情報（図 3 に示す増幅率 と受信深度  $z$  との関係）、減衰補正処理に必要な情報（式（1）参照）、周波数解析処理に必要な窓関数（Hamming、Hanning、Blackman等）の情報等を記憶する。

【 0 0 6 5 】

また、記憶部 3 8 は、超音波観測装置 3 の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN（Local Area Network）、WAN（Wide Area Network）などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

30

【 0 0 6 6 】

以上の構成を有する記憶部 3 8 は、各種プログラム等が予めインストールされた ROM（Read Only Memory）、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する RAM（Random Access Memory）等を用いて実現される。

40

【 0 0 6 7 】

図 1 2 は、以上の構成を有する超音波観測装置 3 が行う処理の概要を示すフローチャートである。まず、超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 から超音波振動子 2 1 による観測対象の測定結果としてのエコー信号を受信する（ステップ S 1）。

【 0 0 6 8 】

超音波振動子 2 1 からエコー信号を受信した信号増幅部 3 1 1 は、そのエコー信号の増幅を行う（ステップ S 2）。ここで、信号増幅部 3 1 1 は、例えば図 2 に示す増幅率 と受信深度  $z$  との関係に基づいてエコー信号の増幅（STC補正）を行う。

【 0 0 6 9 】

続いて、Bモード画像データ生成部 3 4 1 は、信号増幅部 3 1 1 が増幅したエコー信号

50

を用いてBモード画像データを生成して、表示装置4へ出力する(ステップS3)。Bモード画像データを受信した表示装置4は、そのBモード画像データに対応するBモード画像を表示する(ステップS4)。

【0070】

ステップS4に続くステップS5において、関心領域設定部35は、入力部36が受け付けた入力に応じて、外縁部 $G_0$ と、内縁部 $G_1$ とを設定する。関心領域35は、設定された外縁部 $G_0$ および内縁部 $G_1$ によって囲まれる領域 $R_1$ を、上述した良悪性判定を行うための関心領域に設定する(関心領域設定ステップ:図10参照)。

【0071】

増幅補正部331は、送受信部31から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる増幅補正を行う(ステップS6)。ここで、増幅補正部331は、例えば図3に示す増幅率と受信深度との関係が成立するように増幅補正を行う。

【0072】

この後、周波数解析部332は、FFT演算による周波数解析を行うことによって全てのサンプルデータ群に対する周波数スペクトルを算出する(ステップS7:周波数解析ステップ)。図13は、ステップS7において周波数解析部332が実行する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図13に示すフローチャートを参照して、周波数解析処理を詳細に説明する。

【0073】

まず、周波数解析部332は、解析対象の音線を識別するカウンタ $k$ (番号 $k$ )を $k_0$ とする(ステップS21)。

【0074】

続いて、周波数解析部332は、FFT演算用に取得する一連のデータ群(サンプルデータ群)を代表するデータ位置(受信深度に相当) $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する(ステップS22)。例えば、図4では、上述したように、音線 $SR_k$ の8番目のデータ位置を初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示している。

【0075】

その後、周波数解析部332は、サンプルデータ群を取得し(ステップS23)、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部38が記憶する窓関数を作用させる(ステップS24)。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作用させることにより、サンプルデータ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【0076】

続いて、周波数解析部332は、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する(ステップS25)。図4を参照した際に説明したように、サンプルデータ群は、2のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常なサンプルデータ群のデータ数を $2^n$ ( $n$ は正の整数)とする。本実施の形態では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけデータ位置 $Z^{(k)}$ が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は $2^n$ であるので、データ位置 $Z^{(k)}$ はそのサンプルデータ群の中心に近い $2^n/2(=2^{n-1})$ 番目の位置に設定される。この場合、サンプルデータ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ の前方に $2^{n-1}-1(=N)$ 個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ の後方に $2^{n-1}(=M)$ 個のデータがあることを意味する。図4に示す場合、サンプルデータ群 $F_1, F_2, F_3, \dots, F_{K-1}$ はともに正常である。なお、図4では $n=4(N=7, M=8)$ の場合を例示している。

【0077】

ステップS25における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常である場合(ステップS25:Yes)、周波数解析部332は、後述するステップS27へ移行する。

【0078】

ステップS25における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ のサンプルデータ群が正常でな

10

20

30

40

50

い場合（ステップ S 2 5 : N o）、周波数解析部 3 3 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なサンプルデータ群を生成する（ステップ S 2 6）。ステップ S 2 5 において正常でない判定されたサンプルデータ群（例えば図 4 のサンプルデータ群  $F_k$ ）は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を用いて F F T 演算を行うことにより、振幅の周波数分布である周波数スペクトルを得る（ステップ S 2 7）。

10

【 0 0 8 0 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置  $Z^{(k)}$  をステップ幅  $D$  で変化させる（ステップ S 2 8）。ステップ幅  $D$  は、記憶部 3 8 が予め記憶しているものとする。図 4 では、 $D = 15$  の場合を例示している。ステップ幅  $D$  は、B モード画像データ生成部 3 4 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部 3 3 2 における演算量を削減したい場合には、ステップ幅  $D$  としてデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【 0 0 8 1 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置  $Z^{(k)}$  が音線  $S R_k$  における最大値  $Z^{(k)}_{max}$  より大きいか否かを判定する（ステップ S 2 9）。データ位置  $Z^{(k)}$  が最大値  $Z^{(k)}_{max}$  より大きい場合（ステップ S 2 9 : Y e s）、周波数解析部 3 3 2 はカウンタ  $k$  を 1 増加させる（ステップ S 3 0）。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置  $Z^{(k)}$  が最大値  $Z^{(k)}_{max}$  以下である場合（ステップ S 2 9 : N o）、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 3 へ戻る。このようにして、周波数解析部 3 3 2 は、音線  $S R_k$  に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$  個のサンプルデータ群に対する F F T 演算を行う。ここで、 $[X]$  は、 $X$  を超えない最大の整数を表す。

20

【 0 0 8 2 】

ステップ S 3 0 の後、周波数解析部 3 3 2 は、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きいか否かを判定する（ステップ S 3 1）。カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きい場合（ステップ S 3 1 : Y e s）、周波数解析部 3 3 2 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  以下である場合（ステップ S 3 1 : N o）、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 2 2 に戻る。この最大値  $k_{max}$  は、術者等のユーザが入力部 3 6 を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部 3 8 にあらかじめ設定された値とする。

30

【 0 0 8 3 】

このようにして、周波数解析部 3 3 2 は、解析対象領域内の  $(k_{max} - k_0 + 1)$  本の音線の各々について複数回の F F T 演算を行う。F F T 演算の結果は、受信深度および受信方向とともに記憶部 3 8 に格納される。

【 0 0 8 4 】

なお、以上の説明では、周波数解析部 3 3 2 が超音波信号を受信したすべての領域に対して周波数解析処理を行うものとしたが、設定された関心領域内においてのみ周波数解析処理を行うようにすることも可能である。

40

【 0 0 8 5 】

以上説明したステップ S 7 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 3 3 3 は、複数の周波数スペクトルの補正前特徴量をそれぞれ算出し、各周波数スペクトルの補正前特徴量に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことにより各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する（ステップ S 8 ~ S 9 : 特徴量算出ステップ）。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 8 において、近似部 3 3 3 a は、周波数解析部 3 3 2 が生成した複数の周波数スペクトルをそれぞれ回帰分析することにより、各周波数スペクトルに対応する補正前特徴量を算出する（ステップ S 8）。具体的には、近似部 3 3 3 a は、各周波数スペクトル

50

ルを回帰分析することによって一次式で近似し、補正前特徴量として傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、ミッドバンドフィット  $c_0$  を算出する。例えば、図 5 に示す回帰直線  $L_{10}$  は、近似部 333a が周波数帯域 F の周波数スペクトル  $C_1$  に対し回帰分析によって近似した回帰直線である。

【0087】

続いて、減衰補正部 333b は、近似部 333a が各周波数スペクトルに対して近似した補正前特徴量に対し、減衰率を用いて減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出し、算出した補正特徴量を記憶部 38 に格納する（ステップ S9）。図 6 に示す回帰直線  $L_1$  は、減衰補正部 333b が減衰補正処理を行うことによって得られる直線の例である。

10

【0088】

ステップ S9 において、減衰補正部 333b は、上述した式 (2)、(4) における受信深度  $z$  に、超音波信号の音線のデータ配列を用いて得られるデータ位置  $Z = (f_{sp} / 2v_s) Dn$  を代入することによって算出する。ここで、 $f_{sp}$  はデータのサンプリング周波数、 $v_s$  は音速、 $D$  はステップ幅、 $n$  は処理対象のサンプルデータ群のデータ位置までの音線の 1 番目のデータからのデータステップ数である。例えば、データのサンプリング周波数  $f_{sp}$  を 50 MHz とし、音速  $v_s$  を 1530 m/sec とし、図 4 に示すデータ配列を採用してステップ幅  $D$  を 15 とすると、 $z = 0.2295n$  (mm) となる。

【0089】

その後、ステップ S5 において設定された関心領域に対し、演算部 33 が、関心領域内の組織の良悪性判定処理を行う（ステップ S10）。図 14 は、本発明の一実施の形態に係る超音波観測装置の演算部が実行する良悪性判定処理の概要を示すフローチャートである。

20

【0090】

ステップ S41 において、まず、統計値算出部 334 は、関心領域における特徴量の平均値を算出する。そして、判定部 337 は、特徴量の平均値が、特徴量について設定される閾値（以下、第 1 閾値という）以下であるか否かを判断する（ステップ S42）。ここで、判定部 337 は、特徴量の平均値が第 1 閾値以下であれば（ステップ S42：Yes）、ステップ S45 に移行する。これに対し、判定部 337 は、特徴量の平均値が第 1 閾値より大きいと判断すれば（ステップ S42：No）、ステップ S43 に移行する。

30

【0091】

ステップ S43 において、ヒストグラム生成部 335 は、組織の良悪性判定に用いる特徴量について、特徴量と、相対頻度である相対度数との関係を示すヒストグラムを生成する（ヒストグラム生成ステップ）。

【0092】

ステップ S43 に続くステップ S44 において、累積度数算出部 336 が、上述した特徴量の閾値以下の特徴量における相対度数の和である累積相対度数を算出し、判定部 337 が、算出された累積相対度数が、累積相対度数について設定される閾値（以下、第 2 閾値という）以下であるか否かを判断する。判定部 337 は、累積相対度数が、第 2 閾値より大きいと判断した場合（ステップ S44：No）、ステップ S45 に移行する。これに対し、判定部 337 は、累積相対度数が、第 2 閾値以下であると判断した場合（ステップ S44：Yes）、ステップ S46 に移行する。

40

【0093】

ステップ S45 において、判定部 337 は、関心領域に存在する組織が、悪性疑いであると判定し、その判定結果を制御部 37 に出力する。

【0094】

ステップ S46 において、判定部 337 は、関心領域に存在する組織が、良性疑いであると判定し、その判定結果を制御部 37 に出力する。

【0095】

このようにして、演算部 33 は、関心領域内の組織について、良悪性の判定を行う。演

50

算部 3 3 は、良悪性の判定が終了すると、ステップ S 1 1 に移行する。

【 0 0 9 6 】

図 1 2 に戻り、ステップ S 1 1 において、特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、B モード画像データ生成部 3 4 1 が生成した B モード画像データにおける各画素に対し、ステップ S 9 で算出された特徴量に関連づけた視覚情報を重畳することによって特徴量画像データを生成する。この際、特徴量画像データ生成部 3 4 2 は、判定部 3 3 7 による判定結果を、特徴量画像データに付与する。

【 0 0 9 7 】

この後、表示装置 4 は、制御部 3 7 の制御のもと、特徴量画像データ生成部 3 4 2 が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像を B モード画像に重畳した重畳画像を表示する（ステップ S 1 2）。特徴量画像には、例えば、B モード画像に特徴量に関する視覚情報が重畳された画像を表示する重畳画像や、観測対象の識別情報、良悪性判定結果などが含まれる。図 1 5 に、この表示例を示す。同図に示す画面 2 0 1 は、合成画像を表示する合成画像表示部 2 0 2 と、被検体の ID や、良悪性判定に用いたパラメータなどを表示する情報表示部 2 0 3 とを有する。合成画像表示部 2 0 2 に表示される合成画像は、扇状の B モード画像に、ハッチングで示す視覚情報（特徴量）が重畳されている。情報表示部 2 0 3 に表示されるパラメータとして、特徴量の平均値である M E A N、標準偏差である S D、累積相対度数である C R F、特徴量の中央値である M E D、特徴量（分布）の尖度である K U R T、特徴量（分布）の歪度である S K E W がある。なお、情報表示部 2 0 3 に、特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の情報等をさらに表示するよう

10

20

【 0 0 9 8 】

なお、表示する画像には、特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の画像情報等を含めてもよい。また、重畳画像に対応する B モード画像を特徴量画像と並べて表示してもよい。

【 0 0 9 9 】

以上説明した本発明の一実施の形態では、B モード画像として造影されるリンパ節に対し、リンパ小節を含む中空円環状の関心領域を設定し、その関心領域において、ヒストグラムの生成や、累積相対度数の算出を経て、組織の良悪性判定を行うようにした。本実施の形態によれば、関心領域におけるリンパ節の辺縁部が占める割合を大きくし、ヒストグラムから求まる辺縁の特徴量の特性から良悪性を判定するため、辺縁から癌浸潤（悪性化）する組織の良悪性を適切に判定することができる。

30

【 0 1 0 0 】

なお、上述した実施の形態では、特徴量の頻度を、関心領域の総画素数で正規化した相対度数を用いてヒストグラムを生成するようにしたが、正規化前の累積度数（画素数）を用いてヒストグラムを生成してもよい。

【 0 1 0 1 】

また、上述した実施の形態では、特徴量の平均値、および累積相対度数を用いて、組織の良悪性を判定するものとして説明したが、組織の大きさを判定基準として加えてもよい。一般に、直径が 5 mm 以下の大きさの組織は良性であることが多いため、組織の直径が 5 mm 以下の場合、一律に「良性疑い」と判定するようにしてもよい。

40

【 0 1 0 2 】

また、上述した実施の形態では、統計値として、特徴量の平均値を用いて組織の良悪性を判定するものとして説明したが、複数の統計値を組み合わせて良悪性を判定するようにしてもよい。例えば、図 1 3 に示すステップ S 4 1 において、統計値算出部 3 3 4 が、特徴量の平均値と、標準偏差とを算出し、判定部 3 3 7 が、算出した平均値および標準偏差に基づいて良悪性を判定するようにしてもよい。この際、判定部 3 3 7 は、平均値および標準偏差について、それぞれに設定される閾値によって判定してもよいし、平均値と標準偏差とをもとに算出される代表統計値を用いて、設定される閾値により良悪性を判定する

50

ようにしてもよい。

【0103】

また、上述した実施の形態では、表示装置4の画面に表示される情報表示部203は、図14に示す画面201に限らない。以下、情報表示部203の変形例について説明する。

【0104】

(実施の形態の変形例1)

図16は、本発明の一実施の形態の変形例1に係る超音波観測システムの表示装置が表示する画像の一例を示す図である。図16は、CRFの値によって「悪性疑い」と判定された場合を示している。図16に示す情報表示部203では、CRFの表示が網掛けになっている。このように、悪性疑いであると判定された値を他とは異なる表示とすることによって、悪性判定に影響した値を容易に把握することができる。

10

【0105】

(実施の形態の変形例2)

図17は、本発明の一実施の形態の変形例2に係る超音波観測システムの表示装置が表示する画像の一例を示す図である。図17は、平均値の値によって「悪性疑い」と判定され、CRFの値も「悪性疑い」に相当する場合を示している。図17に示す情報表示部203では、MEANの数値及びCRFの数値のみが表示される。このように、悪性疑いであると判定された値のみを表示することによって、悪性判定に影響した値を容易に把握することができる。

20

【0106】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。例えば、上述した実施の形態では、リンパ節300を判定対象として説明したが、辺縁部から悪性化する組織であれば適用可能である。

【0107】

また、本実施の形態では、超音波プローブとしてライトガイド等の光学系を有する超音波内視鏡2を用いて説明したが、超音波内視鏡2に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。さらに、超音波プローブとして、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器(膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等)を観察する際に用いられる。

30

【0108】

また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器(肝臓、胆嚢、膀胱)、乳房(特に乳腺)、甲状腺を観察する際に体表に直接接触させて用いられる。

【0109】

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。また、超音波内視鏡は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

40

【0110】

このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。

【符号の説明】

【0111】

- 1 超音波観測システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置

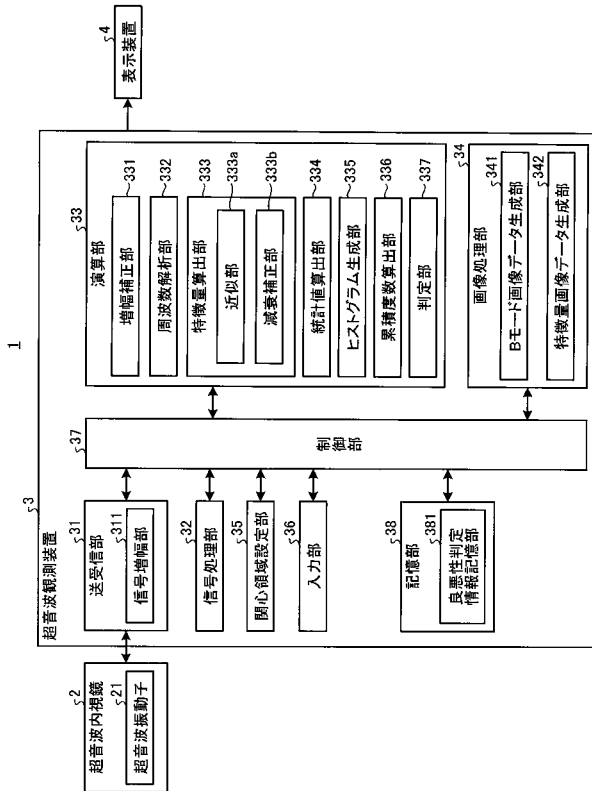
50

- 4 表示装置
  - 2 1 超音波振動子
  - 3 1 送受信部
  - 3 2 信号処理部
  - 3 3 演算部
    - 3 4 画像処理部
    - 3 5 関心領域設定部
    - 3 6 入力部
    - 3 7 制御部
    - 3 8 記憶部
      - 3 3 1 増幅補正部
      - 3 3 2 周波数解析部
      - 3 3 3 特徴量算出部
        - 3 3 3 a 近似部
        - 3 3 3 b 減衰補正部
      - 3 3 4 統計値算出部
      - 3 3 5 ヒストグラム生成部
      - 3 3 6 累積度数算出部
      - 3 3 7 判定部
    - 3 4 1 Bモード画像データ生成部
    - 3 4 2 特徴量画像データ生成部
    - 3 8 1 良悪性判定情報記憶部
  - C<sub>1</sub> 周波数スペクトル

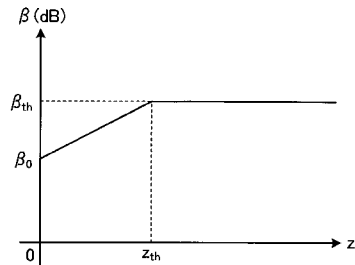
10

20

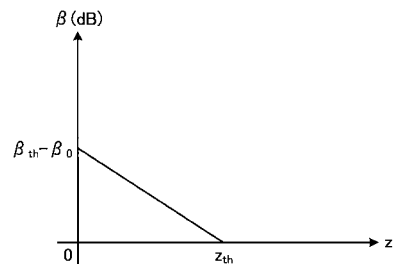
【 図 1 】



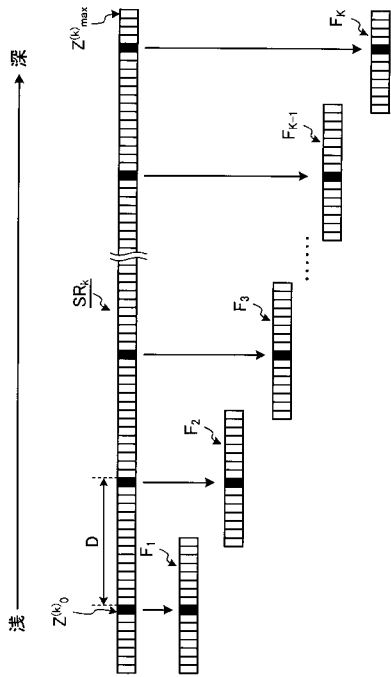
【 図 2 】



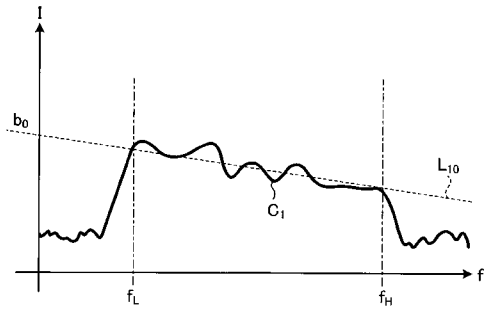
【 図 3 】



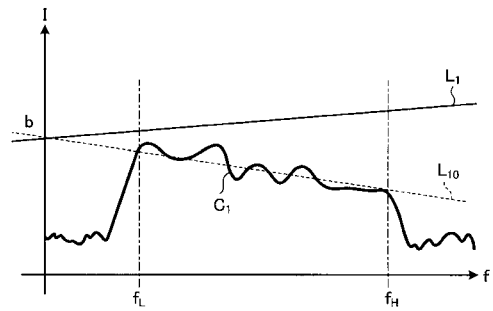
【 図 4 】



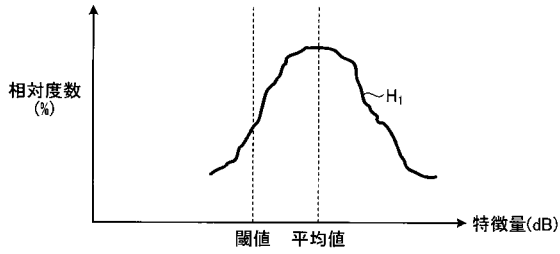
【 図 5 】



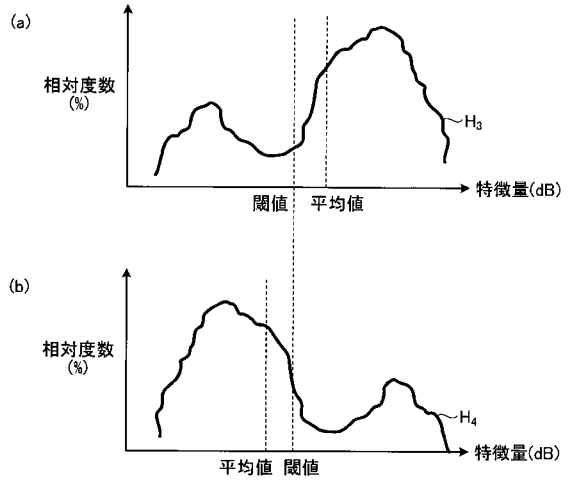
【 図 6 】



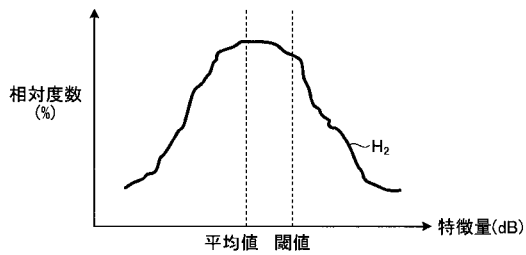
【 図 7 】



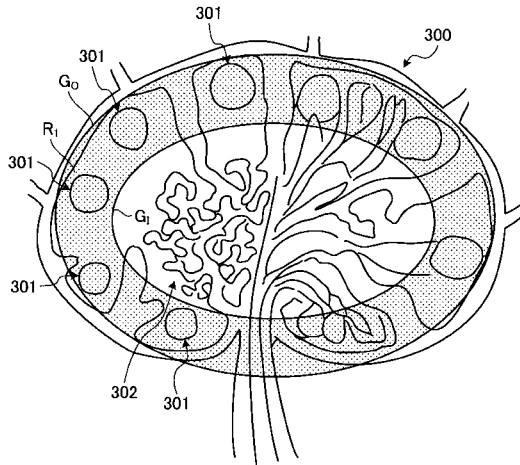
【 図 9 】



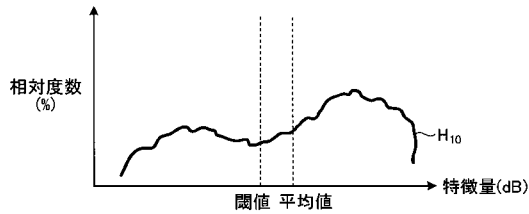
【 図 8 】



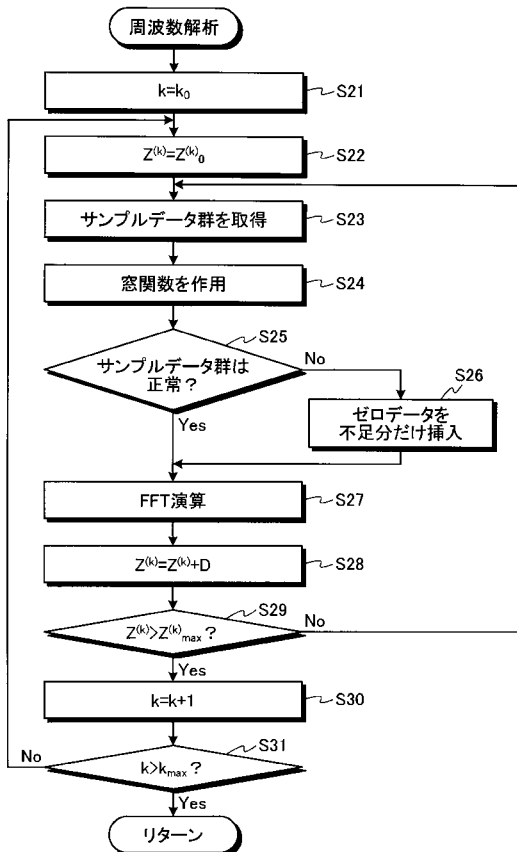
【図10】



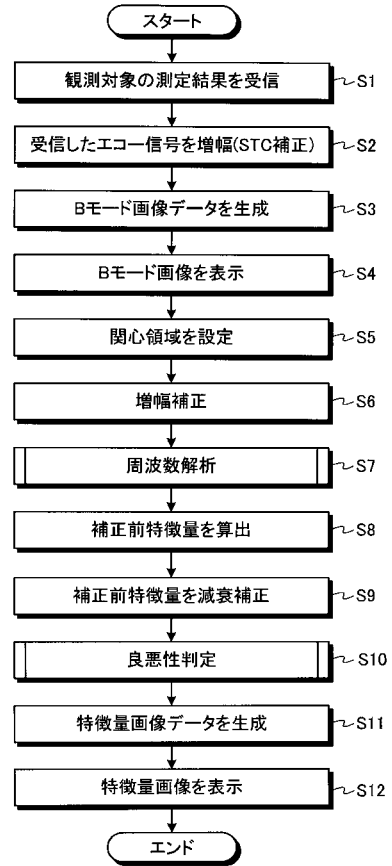
【図11】



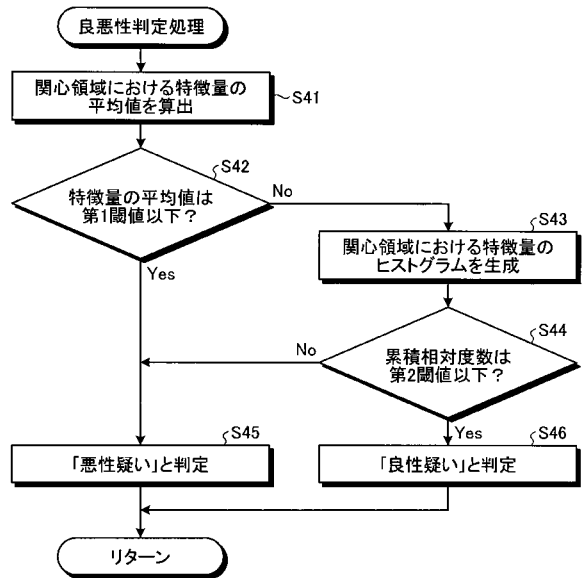
【図13】



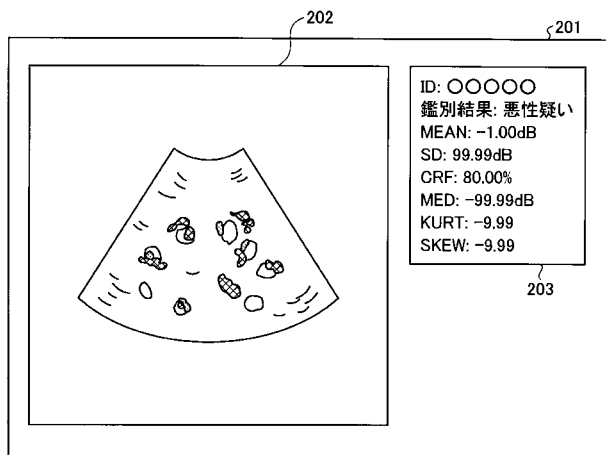
【図12】



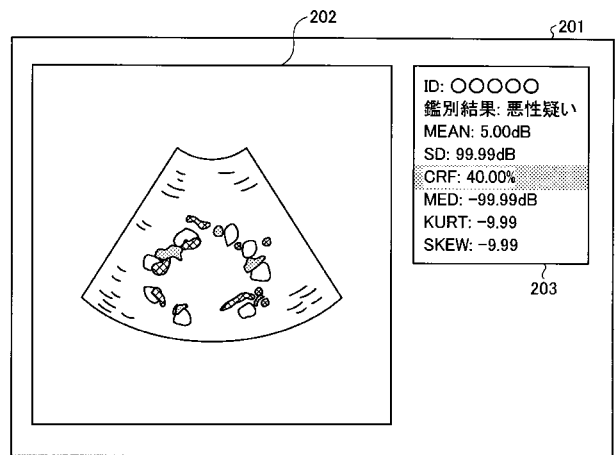
【図14】



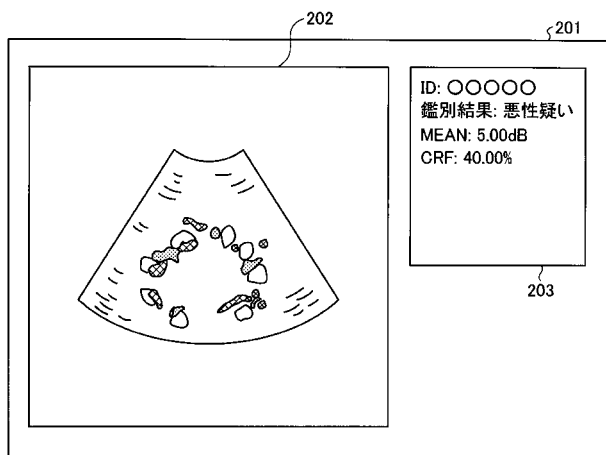
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



专利名称(译)	超声波观察装置,超声波观察装置的操作方法以及超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020044044A</a>	公开(公告)日	2020-03-26
申请号	JP2018174193	申请日	2018-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	市川純一		
发明人	市川 純一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/JB11 4C601/JB13 4C601/JB49 4C601/JB51 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK31		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题:提供一种超声观察装置,超声观察装置操作方法和超声观察装置操作程序,其能够适当地确定从边缘变成恶性的组织是良性还是恶性的。根据本发明的超声观察设备包括关注区域设置单元,该关注区域设置单元设置由超声图像的环形外边缘部分和环形内边缘部分围绕的环形关注区域以及超声信号。基于特征量计算特征量的特征量计算单元,生成指示关注区域中的特征量的出现频率的直方图的直方图生成单元以及在该直方图中的预设第一阈值以下的特征量的直方图生成单元 累积频率计算单元基于出现频率,累积频率来计算累积频率,以及确定单元基于预设的第二阈值来确定观察对象中是否存在恶性肿瘤。和 [选型图]图1

